

(19)



**Евразийское  
патентное  
ведомство**

(11) **037889**(13) **B1**(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента  
**2021.06.01**

(21) Номер заявки  
**201792495**

(22) Дата подачи заявки  
**2016.05.10**

(51) Int. Cl. **G01R 33/28** (2006.01)  
**G01R 33/563** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)  
**G01F 1/00** (2006.01)  
**G06F 19/00** (2011.01)

---

(54) **СПОСОБ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ВРЕМЕННОЙ ЗАВИСИМОСТИ КОНЦЕНТРАЦИИ Контрастного агента при диагностической визуализации с использованием магнитно-резонансной системы**

---

(31) **15167568.3**

(32) **2015.05.13**

(33) **EP**

(43) **2018.05.31**

(86) **PCT/EP2016/060371**

(87) **WO 2016/180799 2016.11.17**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:

**БАЙЕР ФАРМА  
АКЦИЕНГЕЗЕЛЬШАФТ (DE)**

(72) Изобретатель:

**Рорер Мартин, Йост Грегор, Пич  
Хубертус, Райзингер Клаус-Петер,  
Крамер Харальд (DE)**

(74) Представитель:

**Веселицкая И.А., Веселицкий М.Б.,  
Кузенкова Н.В., Каксис Р.А., Белоусов  
Ю.В., Куликов А.В., Кузнецова Е.В.,  
Соколов Р.А., Кузнецова Т.В. (RU)**

(56) US-A1-2003036694

FOO T.K.F. ET AL.: "AUTOMATED DETECTION OF BOLUS AND INITIATION OF DATA ACQUISITION IN FAST, THREE-DIMENSIONAL, GADOLINIUM-ENHANCED MR ANGIOGRAPHY", RADIOLOGY, RADIOLOGICAL SOCIETY OF NORTH AMERICA, INC, US, vol. 203, 1 January 1997 (1997-01-01), pages 275-280, XP000921005, ISSN: 0033-8419, the whole document

US-A-5590654

US-B1-6425864

L.H. Cheong ET AL.: "An automatic approach for estimating bolus arrival time in dynamic contrast MRI using piecewise continuous regression models Home Search Collections Journals About Contact us My IOPscience An automatic approach for estimating bolus arrival time in dynamic contrast MRI using piecewise continuous regr", PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY Phys. Med. Biol., 1 January 2003 (2003-01-01), pages 83-88, XP055199846, Retrieved from the Internet: URL:http://iopscience.iop.org/0031-9155/48/5/403/pdf/0031-9155\_48\_5\_403.pdf [retrieved on 2015-07-02], the whole document

(57) Способ предварительного установления временной зависимости концентрации контрастного агента на местоположении в кровеносном сосуде пациента в контексте усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной (MR) визуализации области интереса только во время начальной фазы заполнения контрастным агентом расположенного в области интереса кровеносного сосуда. Способ включает в себя обнаружение ожидаемого расширения профиля  $B(t)$  болюса контрастного агента согласно равенству  $\Delta W = W_2 - W_1$ , где  $W_1$  является первой шириной профиля болюса контрастного агента на предварительно установленном первом местоположении сосуда пациента, а  $W_2$  является второй шириной профиля концентрации контрастного агента на предварительно установленном втором местоположении сосуда, расположенном в области интереса пациента. Расширение обнаруживают путем установления по меньшей мере одного параметра потока, который зависит по меньшей мере от одного свойства тока крови пациента на его третьем местоположении сосуда и который коррелирует с ожидаемым расширением профиля болюса контрастного агента.

**B1****037889****037889****B1**

### Область изобретения

Изобретение относится к способу оптимизации предварительного установления временной зависимости концентрации контрастного агента на местоположении сосуда в области интереса в случае усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной (MR) визуализации пациента только во время первой фазы заполнения контрастным агентом.

### Уровень техники

Способы магнитно-резонансной визуализации (MRI) являются известными в области диагностической визуализации. Контрастный агент зачастую применяют для выделения сосудистой системы относительно остальной ткани, прежде всего, для показа кровеносных сосудов в магнитно-резонансной ангиографии (MRA). Такие способы называют контрастно-усиленной магнитно-резонансной ангиографией (CE-MRA). При изготовлении сканов магнитно-резонансной томографии периферических кровеносных сосудов, например артерий ноги, это называют контрастно-усиленной периферийной магнитно-резонансной ангиографией (CE-pMRA).

По сравнению с другими, не усиленными методами визуализации, CE-MRA представляет собой предпочтительную, свободную от излучений технику неразрушающей диагностики сосудов во многих клинических случаях. Данная техника была впервые выполнена около 20 лет назад, и с тех пор была подвергнута непрерывному улучшению. В настоящее время она представляет собой в большинстве стран прогрессивный стандартный способ диагностики.

В большинстве случаев клинические вопросы требуют такой визуализации системы артериальных сосудов, которая имеет максимально возможный контраст относительно окружающих тканей, при этом одновременно возникает визуализация системы венозных сосудов, которую в большинстве случаев рассматривают как мешающее наложение. Поэтому описанный здесь способ согласно изобретению относится только к контрастно-усиленным магнитно-резонансным обследованиям, в которых для визуализации используют только первую фазу заполнения контрастным агентом, т.е. так называемые магнитно-резонансные обследования "первого прохода", важным является предотвращение посредством технических мер и оптимизации венозных наложений, либо удержание их на возможно более слабом уровне.

В принципе, существенным фактором в достижении данной цели является синхронизация, которая обеспечивает поддержание, по возможности, временного совмещения заполнения контрастным агентом сосудистой системы целевой области с началом сбора данных с целью как полного использования возможностей предоставляемого контрастным агентом контрастного усиления, так и опережения последующего возвратного заполнения контрастным агентом венозной сосудистой системы. Таким образом, в отличие от применения контрастных агентов в компьютерной томографии (СТ) или СТ ангиографии, при котором кровеносные сосуды подлежащей исследованию области заполняют контрастным агентом в типичном диапазоне примерно 25-50 с, контрастное вещество применяют, по существу, в более короткий период времени в пределах типичного диапазона примерно 3-15 с.

Кроме того, необходимо упомянуть, что по сравнению с усиленным контрастным агентом флуороскопическим рентгеновским или СТ обследованиями, усиленное контрастным агентом магнитно-резонансное обследование требует меньших объемов, используемый метод сбора данных отличается на принципиальном уровне, а также имеются особенности в сборе данных k-пространства и в преобразованиях Фурье, присутствуют различные времена измерения и требования к концентрации контрастного агента во время измерения, а также нелинейная интенсивность сигнала в качестве функции местной концентрации контрастного агента в области обследования. Таким образом, прямой перенос условий СТ во время применения контрастного агента на магнитно-резонансную томографию в большинстве случаев является невозможным.

Известно несколько различных процессов синхронизации применения болюса контрастного агента в рамках CE-MRA (согласование болюса по времени).

(i) Использование пробного болюса для предполагаемого установления ожидаемой продолжительности, которая необходима инъецированному болюсу контрастного агента для перемещения из места внутривенной инъекции в целевую область в теле (время прохождения болюса - ВТТ, время прибытия болюса - ВАТ, область интереса - ROI).

В данном случае, ВТТ измеряют посредством пробного болюса ранее проведения настоящей CE-MRA. В данном случае, объем пробного болюса, как правило, примерно составляет 10-15% от настоящего объема контрастного агента. Обследование обычно содержит предварительную процедуру, которая состоит из двухмерного измерения с временным разрешением в предварительно тщательно заданном окне сбора данных в целевой области. В данном случае, подвергнутую воздействию внутривенно инъецированным пробным болюсом интенсивность сигнала (SI) количественно измеряют в пределах большой артерии, обычно ниже бифуркации аорты (например, на A. iliaca, A. poplitea). SI измеряют с момента времени пробного болюсного вливания как функцию времени, с разрешением по времени, как правило, величиной в 1 с. В принципе, начало инъекции принимают за время начала. В целом, вливание пробного болюса производят с той же интенсивностью инъекции, которая предусмотрена для настоящей инъекции контрастного агента (например, 1 мл/с), и сопровождают его инъекцией солевого раствора. Данные по ВТТ, а также по расширению болюса в целевой области могут быть получены по измеренной кривой

заполнения пробным болюсом выбранной области тела.

Такой способ является в значительной степени устойчивым и общепринятым. В случае правильного применения опытным персоналом этот способ дает в большинстве случаев хорошие результаты. Однако данный способ занимает много времени, поскольку измерение пробного болюса и его оценка являются продолжительными процессами.

По меньшей мере, в небольшом проценте случаев (однозначное число) от всех применений даже опытные пользователи сообщают о проблемах в отношении изрядной затруднительности или полной невозможности правильного обнаружения пробного болюса. Причины этого не являются однозначно известными. Возможными причинами являются слишком сильное рассредоточение болюса или слишком сильный эффект разбавления, наблюдаемые вследствие специфических сердечно-сосудистых условий. Кроме того, недостатки этого способа включают в себя использование дополнительного объема контрастного агента или применение во время настоящего обследования с контрастным агентом слишком низкой дозы в качестве компенсации ранее примененного пробного болюса. Кроме того, применение до обследования пробного болюса может привести к нежелательным побочным эффектам, поскольку во время настоящего обследования контрастный агент пробного болюса уже находится в интерстициальной ткани.

(ii) "Флуороскопические" способы непосредственного установления заполняющего ROI контрастного агента без предварительного измерения ВТТ.

Как и в случае динамического измерения пробного болюса согласно (i) выше, соответствующим образом выбранное двухмерное представление изображения может также быть использовано для наблюдения за заполнением болюсом контрастного агента в режиме реального времени непосредственно перед достижением им целевой области. Существенным здесь является тот аспект, что за подходящей в терминах потока областью наблюдают с временным разрешением в диапазоне по меньшей мере одной секунды непосредственно выше по потоку от настоящей ROI таким образом, что заполнение может быть идентифицировано надежно и своевременно. Как только произведено обнаружение заполнения болюсом, программа измерения должна быть переключена в пределах весьма короткого периода времени от сбора двухмерных данных с временным разрешением к требуемому, в большинстве случаев, сбору трехмерных данных с высоким пространственным разрешением. С этой целью используют различные, частично специфичные для изготовителя автоматизированные способы сбора данных.

В данном случае выгодной является возможность предотвращения потери времени и контрастного агента в силу отсутствия какой-либо потребности в измерении пробного болюса. Однако невыгодным обстоятельством является то, что, в принципе, остается остаточная погрешность настоящего ВАТ в целевой области, поскольку заполнение контрастным агентом всегда требует наблюдения, в некоторой степени, за пределами целевой области для обеспечения технически необходимого промежутка времени порядка нескольких секунд для переключения от двухмерного измерения болюса к сбору трехмерных данных в ROI с высоким пространственным разрешением. Этот остаточный, неизвестный промежуток времени должен быть заменен эмпирическими значениями и эмпирическими правилами, которые, вследствие частично весьма сильных особенностей индивидуальной физиологии и сердечно-сосудистых патологий, приводят, по меньшей мере, в отдельных случаях, к ухудшению результатов.

(iii) Сбор четырехмерных данных без предшествующего установления времени прибытия болюса и без специфичного вызова измерения посредством болюса контрастного агента.

В рамках данного способа в качестве основополагающего принципа принят компромисс между пространственным и временным разрешениями для полученных за счет заполнения контрастным агентом данных изображения, приобретаемыми с помощью динамического многократного сбора данных в трехмерной целевой области, в каждом случае, например, в пределах 3-5 с. Однако на протяжении этих кратких продолжительностей измерения пространственное разрешение является ограниченным и составляет, как правило, по меньшей мере 2-3 мм. В случае сбора трехмерных данных с высоким пространственным разрешением, например 1 мм или выше во всех пространственных направлениях, время измерения составляет обычно около 15 с. В результате динамических многократных измерений болюс контрастного агента надежным образом регистрируют, обычно также и в нескольких записях трехмерных данных. Поэтому синхронизация болюса является ненужной. В рамках данного способа дополнительно полученная динамическая информация по заполнению контрастным агентом является преимуществом, но худшее пространственное разрешение является недостатком.

Несмотря на значительный технический прогресс в последние годы, идеальная временная синхронизация болюса контрастного агента в целевой области (согласование болюса по времени) и идеальное использование инъецированного болюса контрастного агента зачастую остается проблемной для персонала, поскольку требует значительного опыта и понимания базовой физики технически сложного способа магнитно-резонансной томографии.

Прежде всего, периферийная ангиография, которая является важной для диагностики сосудов для идентификации болезней сосудов, вызываемых диабетом, таких как, например, окклюзионная болезнь периферических артерий, сердечно-сосудистых заболеваний или "ноги курильщика" нижних конечностей, все еще сопряжена с нежелательно высоким показателем обусловленных артефактами и недиагностических результатов обследования.

В целом, имеется потребность в обеспечении возможности максимально точного предсказания профиля концентрации контрастного агента в зависимости от времени после введения болюса в одном местоположении в сосудистой системе пациента, причем, однако, предпочтительно, без использования применяемого до обследования пробного болюса.

Поэтому целью изобретения является предоставление возможности предсказания расширения болюса в целях улучшения способа установления профиля контрастного агента в предварительно установленном местоположении в системе кровообращения пациента во время диагностической визуализации с помощью магнитно-резонансной системы, причем без введения пробного болюса в подвергаемого обследованию пациента.

Эта цель достигнута признаками независимых пунктов формулы изобретения патента. Выгодные варианты осуществления изобретения являются предметом зависимых пунктов формулы изобретения.

#### **Сущность изобретения**

Изобретатели открыли, что в отличие от относительно длительного, с точки зрения времени, введения контрастного агента во время СТ обследования, когда малое относительно продолжительности заполнения расширение (рассредоточение) болюса имеет только незначительное значение, при усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной визуализации, прежде всего артериальных кровеносных сосудов, необходимо распознавание и учет эффекта расширения кратковременного введения контрастного агента, прежде всего в диапазоне нескольких секунд, с целью предоставления возможности максимально точного предсказания профиля контрастного агента.

Кроме того, изобретатели обнаружили наличие поддающейся оценке корреляции между переменной расширения и свойствами тока крови, такими как, например, скорость потока или объемный расход крови в сосудистой системе в выбранном местоположении, или скоростным различием между двумя выбранными местоположениями, которая корреляция делает возможным предсказание происходящего расширения болюса контрастного агента. С целью получения максимально значащих значений корреляции является, прежде всего в данном случае, выгодным, когда, если это возможно, при обнаружении значений корреляции используют пациентов с сопоставимыми конституциями, т.е. когда учитывают такие параметры, как пол, рост, вес и т.д. подлежащих исследованию пациентов.

Поскольку является возможным установление скорости потока или объема тока крови, а также других свойств тока крови, коррелируемых к тому же относительно предварительно установленных местоположений в сосудистой системе без контрастного агента посредством фазово-контрастного магнитно-резонансного измерения, в настоящее время становится возможным вычисление ожидаемого в предварительно установленных местоположениях сосуда расширения болюса контрастного агента при помощи выполняемого непосредственно перед обследованием установления свойств кровотока без контрастного агента.

Поэтому является возможным установление корреляции между расширением применяемого болюса контрастного агента и измеренными в сосудистой системе свойствами тока крови или полученными из них параметрами посредством предшествующих, возможно усиленных контрастным агентом, выполненных на совокупностях сопоставимых пациентов обследованиях. В случае усиленного контрастным агентом обследования пациента первоначально является возможным установление соответствующей характеристики тока крови или зависимых от нее параметров без присутствующего контрастного агента, и по этой величине выявление ожидаемого расширения болюса, например при помощи справочной таблицы (LUT). Поскольку известно, что время прохождения болюса также зависит от скоростей потока или настоящих объемных расходов, такая LUT также может быть сгенерирована для установления времени прохождения болюса (ВТТ), либо для предсказания ВТТ, в данном случае, может быть использован другой известный процесс. В этом случае, использование обеих единиц информации делает возможным предсказание настоящих ожидаемых моментов времени начала и времени окончания примененного болюса, а также использования их для временной синхронизации примененного болюса в процессе измерения усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной томографии.

Вся необходимая для этого информация может быть установлена в ходе текущего обследования пациента при помощи обследования посредством фазово-контрастной магнитно-резонансной томографии без присутствия контрастного агента. Поскольку в теле пациента во время измерения отсутствует какой-либо другой ранее примененный контрастный агент, способный привести к повышенному фоновому шуму, т.е. к худшему отношению сигнал-шум, и поэтому к худшим результатам визуализации, указанный подход, кроме того, обеспечивает повышение качества визуализации. Это является применимым, прежде всего, в силу того обстоятельства, что способ согласно изобретению относится только к таким магнитно-резонансным обследованиям, при которых магнитно-резонансное обследование производят в "первом проходе", т.е. на первой фазе заполнения применяемым контрастным агентом наблюдаемой области ROI, и тем самым во время визуализации отсутствует какой-либо контрастный агент в качестве "фона".

Вышеописанный способ, прежде всего, подходит для представления периферии нижних конечностей (CE-pMRA), поскольку действующие ограничения в уровне техники, как правило, основаны на неточном или неполном знании пользователя относительно индивидуальных сердечно-сосудистых условий

у пациента, как они проявлены непосредственно перед обследованием с контрастным агентом. В результате установления скоростей потока непосредственно перед визуализационным обследованием с контрастным агентом, прежде всего, получают действующее, более точное и более всестороннее знание относительно индивидуальных сердечно-сосудистых условий пациента по сравнению с обычным ранее положением, поскольку автоматически также рассматривают действующие уровни стресса пациента в области интереса.

Использованный ранее способ на основании точного знания единственного индивидуального скалярного параметра, такого как время прибытия болюса (ВАТ) в секундах от момента времени начала инъекции контрастного агента или время перемещения болюса (ВТТ), является необходимым, но не достаточным условием для проведения оптимизированного в плане диагностики СЕ-рМРА во всех случаях обследования. Ожидаемый профиль концентрации контрастного агента в настоящее время может быть понят и установлен более точно вследствие дополнительного предсказания и знания расширения болюса контрастного агента на его пути от места инъекции к целевой области (ROI).

Таким образом, согласно изобретению является возможным выполнение измерения тока крови в различных положениях артериальной сосудистой системы с целью получения знания относительно неотложных и специфичных для пациента сердечно-сосудистых условий на основе постулированной и, впервые, подтвержденной корреляции между рассредоточением болюса и различными параметрами тока крови таким образом, что необходимый для достижения требуемого профиля концентрации контрастного агента и регулирования времени относительно выполнения магнитно-резонансного обследования болюс контрастного агента может быть правильно выбран с повышенной надежностью.

Соответственно, изобретатели предлагают способ оптимизации предварительного установления временной зависимости концентрации контрастного агента на местоположении сосуда в области интереса в случае усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной визуализации пациента только во время первой фазы заполнения (первого прохода) контрастным агентом, в рамках которого профиль расширения болюса контрастного агента с первой шириной в предварительно установленном первом местоположении сосуда пациента относительно профиля концентрации контрастного агента со второй шириной на предварительно установленном втором местоположении на расположенном в области интереса сосуде обнаруживают путем установления по меньшей мере одного параметра потока, который зависит по меньшей мере от одного свойства тока крови на третьем местоположении сосуда, и который коррелирует с расширением.

Следует обратить внимание на то обстоятельство, что термин "профиль концентрации контрастного агента" означает не только профиль фактической концентрации контрастного агента в крови, но также и профиль вызванного контрастным агентом увеличения магнитно-резонансного сигнала во время магнитно-резонансного обследования. Кроме того, способ конкретным образом направлен на установление профиля болюса контрастного агента для местоположений сосуда, которые относительно потока расположены ниже по потоку от сердечно-лёгочного прохода, т.е. в артериальных терминах, расположены позади сердца. Прежде всего, это означает местоположения в периферийных сосудах и/или в области интереса, которые расположены в периферийной области пациента, прежде всего в одной из конечностей.

Таким образом, подразумевается, что обнаруженное расширение может быть сделано доступным для дальнейшего использования для предварительного установления профиля концентрации контрастного агента в зависимости от времени на предварительно установленном местоположении сосуда. Его сохранение для дальнейшего использования предпочтительно выполняют в электронной памяти компьютера.

Прежде всего, по меньшей мере одно свойство тока крови может быть обнаружено без присутствия контрастного агента посредством фазово-контрастного магнитно-резонансного измерения. Такое измерение может быть предпринято непосредственно перед настоящим магнитно-резонансным обследованием таким образом, что, предпочтительно, в ходе такого измерения учитывают действительные для настоящего момента времени фактические конституцию и состояние исследуемого пациента, и поэтому является идеально приспособленным для настоящего магнитно-резонансного обследования.

В принципе, является возможным объединение установления расширения болюса согласно изобретению с установлением времени перемещения болюса ВТТ или времени прибытия болюса ВАТ, когда, факультативно, также используют пробный болюс, как это известно из уровня техники, для предсказания, в целом, профиля концентрации контрастного агента. Однако, прежде всего, выгодным является, когда дополнительно устанавливаемые значения времени перемещения болюса между первым местоположением сосуда и вторым местоположением сосуда или времени прибытия болюса также устанавливаются на основе предварительно установленной корреляции с измеренным без контрастного агента свойством тока крови.

В целях дополнительной оптимизации предварительного установления временной зависимости концентрации контрастного агента на местоположении сосуда в области интереса в случае усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной визуализации пациента предложено выполнение следующих этапов способа:

обнаружение корреляции между профилем расширения по меньшей мере одного болюса контраст-

ного агента на первом местоположении сосуда с первой шириной относительно профиля концентрации контрастного агента со второй шириной на втором местоположении сосуда с помощью параметра потока, зависящего, по меньшей мере, от свойства тока крови на третьем местоположении сосуда, с учетом по меньшей мере одного параметра пациента в исследуемой совокупности пациентов;

установление по меньшей мере одного параметра тока крови пациента, выбор требуемого профиля концентрации контрастного агента на втором местоположении сосуда, и обнаружение требуемого для этого профиля болюса контрастного агента по ранее обнаруженной корреляции, с учетом по меньшей мере одного параметра пациента данного пациента;

выбор необходимого профиля болюса контрастного агента на устройстве для инъекции контрастного агента или передача необходимого профиля болюса контрастного агента на устройство для инъекции контрастного агента для использования в рамках усиленного контрастным агентом магнитно-резонансного обследования, прежде всего магнитно-резонансной ангиографии.

Также согласно изобретению предложено установление свойств тока крови по меньшей мере на третьем местоположении сосуда пациента при выполнении фазово-контрастного магнитно-резонансного обследования. Прежде всего, фазово-контрастное магнитно-резонансное обследование для установления свойств тока крови в данном случае может быть выполнено без присутствия в системе кровообращения пациента контрастного агента.

При этом по возможности, при обследовании настоящего пациента также обращаются к фонду данных предварительных обследований, в которых обнаруженные расширения были максимально характерными для настоящего пациента. Совокупность пациентов, на которой получены данные предварительных обследований в отношении расширения, должна быть максимально подобной обследуемому в настоящее время пациенту. Это может быть обеспечено на основании того обстоятельства, что настоящий пациент и соответствующая совокупность пациентов, на которой получены данные предварительных обследований относительно расширения, соответствуют друг другу по максимально возможному числу параметров пациента. Прежде всего, в данном случае, должны быть рассмотрены параметры пациента, которые имеют анатомическое, физиологическое и медицинское отношение к кровообращению и к структуре сосудов. Прежде всего, согласно указанному выше, в качестве по меньшей мере одного параметра пациента может быть использована по меньшей мере одна из следующих переменных: пол, вес, рост, возраст, частота сердечных сокращений и/или индекс массы тела (BMI).

Кроме того, необходимо упомянуть также то обстоятельство, что в дополнение к вышеупомянутым параметрам пациента контрастный агент, как таковой, может быть введен в качестве дополнительного, характеризующего расширение параметра. Соответственно, для квалификации применяемого контрастного агента предложенная LUT может быть расширена на этот параметр контрастного агента без выхода за пределы объема изобретения.

В отношении рассматриваемых свойств тока крови могут быть использованы совсем другие свойства потока, которые имеют корреляцию с расширением болюса. Следует отметить то обстоятельство, что, как известно, ток крови через сосуд в большинстве случаев не может быть задан посредством единственной непосредственно измеримой переменной, которая является постоянной по поперечному сечению сосуда и по фазе пульса, а также в течение относительно длительного периода времени. Таким образом, ток крови через сосуд на местоположении сосуда характеризуется не только скоростью в см/с или объемом тока крови в мл/с, но также и профилями, которые подвержены изменению во времени и в пространстве. Тем не менее, или в точности по этой причине, является возможным, посредством подходящих измерений, выражение характерных свойств тока крови, таких как, например, минимальные, максимальные или средние значения скорости и объема потока, которые имеют хорошую корреляцию с расширением болюса.

Соответственно, с этой целью, изобретатели предлагают использование по меньшей мере одного из следующих свойств, причем каждый отдельный объект списка, как таковой, в свою очередь, содержит несколько свойств, которые, в свою очередь, являются применимыми самостоятельно в качестве по меньшей мере одного свойства тока крови:

максимальная, минимальная или средняя скорость тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда;

максимальная, минимальная или средняя скорость тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса;

максимальная, минимальная или средняя скорость тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса на предварительно установленном периоде времени измерения;

максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда;

максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса;

максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса на предварительно установленном периоде времени измерения;

геометрическое свойство профиля скорости на поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда;

результурующий объем подачи за предварительно установленный промежуток времени или за сердцебиение.

В особо простом варианте осуществления способа согласно изобретению свойство кровотока, как таковое, может быть использовано в качестве параметра потока.

В принципе, также возможным является выполнение измерения свойств кровотока не только на одном местоположении сосуда, но также и обнаружение этих свойств на различных положениях сосуда, и таким образом также получение особо сильного подтверждения свойств маршрута между точками сосуда и тем самым свойств сосуда, причем обнаружение, прежде всего, коррелирует с расширением болюса по ходу сосуда.

Соответственно, аналогичным образом предложено измерение свойств тока крови по меньшей мере в одном четвертом местоположении сосуда, и использование в качестве параметра потока абсолютной или процентной разности между свойством тока крови на третьем местоположении сосуда относительно, предпочтительно, того же свойства тока крови по меньшей мере на одном четвертом местоположении сосуда.

В отношении подлежащих выполнению особо предпочтительных для измерения положений сосуда изобретатели сделали последующие предложения.

Соответственно, первое положение сосуда должно удовлетворять по меньшей мере одному из следующих условий или соответствовать одному из следующих местоположений:

- первое местоположение сосуда находится в венозном сосуде;
- первое местоположение сосуда находится в вене руки;
- первое местоположение сосуда находится на тыльной стороне кисти;
- первое местоположение сосуда находится на центральном венозном катетере;
- первое местоположение сосуда находится между тыльной стороной руки и Vena axillari;
- первое местоположение сосуда находится между ногой и Vena saphena magna;
- первое местоположение сосуда находится в центральном венозном сосуде.

Второе местоположение сосуда должно удовлетворять по меньшей мере одному из следующих условий или соответствовать одному из следующих местоположений:

- второе местоположение сосуда находится в артериальном сосуде, второе местоположение сосуда находится в артерии ноги;
- второе местоположение сосуда находится ниже по потоку от третьего местоположения сосуда;
- второе местоположение сосуда находится ниже по потоку от бифуркации;
- второе местоположение сосуда находится в периферийной артерии, предпочтительно в области колена;
- второе местоположение сосуда находится в области руки;
- второе местоположение сосуда находится в области шеи.

В отношении третьего местоположения сосуда предложено, что третье местоположение сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по меньшей мере одному из следующих условий:

- третье местоположение сосуда является вторым местоположением сосуда;
- третье местоположение сосуда находится в Aorta thoracalis;
- третье местоположение сосуда находится в Aorta abdominalis;
- третье местоположение сосуда находится в Aorta thoracalis;
- третье местоположение сосуда находится выше по потоку от бифуркации;
- третье местоположение сосуда находится между бифуркацией и вторым местоположением сосуда.

Когда используют измерение на четвертом местоположении сосуда, изобретатели предлагают, что четвертое местоположение сосуда должно удовлетворять по меньшей мере одному из следующих условий или соответствовать одному из следующих местоположений:

- четвертое местоположение сосуда находится выше по потоку от третьего местоположения сосуда;
- четвертое местоположение сосуда находится ниже по потоку между третьим местоположением сосуда и вторым местоположением сосуда;
- четвертое местоположение сосуда находится ниже по потоку от второго местоположения сосуда.

Способ согласно изобретению относится только к усиленным контрастным агентом магнитно-резонансным обследованиям и не относится к СТ обследованиям. Как показано ранее, проистекающая из этого обстоятельства особенность заключается в том, что временной период введения болюса должен быть особо кратковременным. Поэтому относительно ширины профиля болюса контрастного агента изобретатели предлагают, что он находится в диапазоне 1-20 с, предпочтительно 3-15 с. Естественно, это является действительным с учетом того, что в каждом случае для настоящего расширения ширина про-

филя концентрации контрастного агента в сосудистой системе находится в пределах подобного временного интервала. В то время как ширина профиля болюса контрастного агента благодаря ее крутым краям может быть установлена как однозначно определяемое значение, при установлении значения ширины профиля концентрации контрастного агента имеется некоторая степень нечеткости. Поэтому специалисты в данной области техники, в большинстве случаев, задают ширину как полную ширину, соответствующую половине максимума концентрации контрастного агента или сигнала, сгенерированного контрастным агентом, либо используют для определения значения ширины достижение предварительно установленного значения сигнала или достижение сгенерированного тем самым уровня сигнала. Тем не менее, в каждом случае должно быть использовано одинаковое определение значения ширины для получения при магнитно-резонансном обследовании пациента сопоставимых подтверждений данных от предварительных обследований и данных текущих измерений.

В принципе, ранее обнаруженная корреляция между ожидаемым расширением и соответствующими рассматриваемыми параметрами потока может быть представлена по потребности в рамках изобретения, например, также при помощи описанной математическим образом функциональной зависимости. Тем не менее, применение справочной таблицы (LUT) является, прежде всего, выгодным и простым по той причине, что корреляцию расширения с параметром потока получают из сохраненной, предпочтительно, в электронном виде таблицы. В данном случае, предварительно установленная из сравнительных (контрольных) измерений таблица может также содержать по меньшей мере один из вышеупомянутых параметров пациента. Альтернативно, корреляция расширения с параметром потока может быть вычислена посредством предварительно установленной из сравнительных измерений функции, причем также и предварительно установленная из сравнительных измерений функция также может содержать в качестве переменной по меньшей мере один параметр пациента.

В дополнение к вышеописанному способу, объем изобретения также включает в себя компьютер, который, по меньшей мере, содержит память для программ, которые подлежат выполнению во время операции, причем в ней сохранены программы, которые выполняют способ согласно изобретению в соответствии с комбинацией раскрытых в настоящем документе признаков.

Кроме того, объем изобретения также включает в себя магнитно-резонансную систему для генерации усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной визуализации или магнитно-резонансного описания сосуда, которая содержит управляемый компьютером иньектор контрастного агента, причем компьютер оборудован памятью для сохранения программ, которые подлежат выполнению во время операции, причем в памяти сохранены программы, которые выполняют способ согласно изобретению.

В своем связанном аспекте изобретение предоставляет способ предварительного установления временной зависимости концентрации контрастного агента на местоположении в кровеносном сосуде пациента в контексте усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной (MR) визуализации области интереса только во время начальной фазы заполнения контрастным агентом расположенного в области интереса кровеносного сосуда. Способ включает в себя обнаружение ожидаемого расширения профиля  $V(t)$  болюса контрастного агента согласно равенству

$$\Delta W = W_2 - W_1,$$

где  $W_1$  является первой шириной профиля  $V(t)$  болюса контрастного агента на предварительно установленном первом местоположении сосуда пациента, а  $W_2$  является второй шириной профиля  $K(t)$  концентрации контрастного агента на предварительно установленном втором местоположении сосуда, расположенном в области интереса пациента. Ожидаемое расширение обнаруживают путем установления по меньшей мере одного параметра потока, который зависит по меньшей мере от одного свойства тока крови пациента на его третьем местоположении сосуда, и который коррелирует с ожидаемым расширением профиля  $V(t)$  болюса контрастного агента.

В некоторых не ограничивающих вариантах осуществления вышеупомянутого способа область интереса и/или предварительно установленное в ней второе местоположение сосуда расположены относительно направления потока крови ниже по потоку от сердечно-лёгочного прохода пациента. Область интереса и/или предварительно установленное второе местоположение сосуда расположены в периферийной области пациента, такой как одна из конечностей. Ожидаемое расширение может быть сохранено в электронной памяти для дальнейшего использования посредством компьютера. По меньшей мере одно свойство тока крови может быть обнаружено без присутствия контрастного агента посредством фазово-контрастного магнитно-резонансного измерения. Способ может быть также использован для установления времени перемещения болюса и/или времени прибытия болюса между предварительно установленным первым положением сосуда и предварительно установленным вторым местоположением сосуда. Профиль  $K(t)$  концентрации контрастного агента на втором местоположении сосуда может быть установлен из ожидаемого расширения и, либо по времени перемещения болюса, либо по времени прибытия болюса, либо по обоим этим величинам.

В другом аспекте изобретение предоставляет способ предварительного установления временной зависимости концентрации контрастного агента на местоположении в кровеносном сосуде в области интереса пациента (P) в связи с подлежащей выполнению на пациенте процедурой усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной (MR) визуализации. Способ включает в себя обнаружение корреляции

между расширением ( $\Delta W=W_2-W_1$ ) по меньшей мере одного профиля ( $B(t)$ ) болюса контрастного агента, имеющего первую ширину ( $W_1$ ) на первом местоположении ( $P_1$ ) сосуда, относительно профиля ( $K(t)$ ) концентрации контрастного агента, имеющего вторую ширину ( $W_2$ ) на втором местоположении ( $P_2$ ) сосуда, причем корреляцию обнаруживают с помощью параметра ( $P_G$ ) потока, зависящего, по меньшей мере, от свойства ( $f_B$ ) тока крови пациента ( $P$ ) на третьем местоположении ( $P_3$ ) сосуда пациента, и с учетом по меньшей мере одного параметра ( $P_P$ ) пациента исследуемой совокупности пациентов. Способ, кроме того, включает в себя установление по пациенту ( $P$ ) по меньшей мере одного в настоящее время представительного для него параметра ( $P_{Pa}$ ) потока, выбор требуемого профиля ( $K(t)$ ) концентрации контрастного агента, который должен быть достигнут на втором местоположении ( $P_2$ ) сосуда, и установление, с помощью корреляции требуемого для этого необходимого профиля ( $B(t)$ ) болюса контрастного агента, с учетом по меньшей мере одного параметра ( $P_P$ ) пациента для пациента ( $P$ ), и предоставление необходимому профилю ( $B(t)$ ) болюса контрастного агента возможности быть одним из выбираемых в инъекционном устройстве или передаваемых к нему для использования в усиленном контрастным агентом магнитно-резонансном обследовании, таком как магнитно-резонансная ангиография.

В некоторых не ограничивающих вариантах осуществления вышеупомянутого способа свойство ( $f_B$ ) тока крови пациента на третьем местоположении ( $P_3$ ) сосуда устанавливается посредством фазово-контрастного магнитно-резонансного обследования. Фазово-контрастное магнитно-резонансное обследование для установления свойства ( $f_B$ ) тока крови может быть выполнено без использования присутствующего в системе кровообращения пациента ( $P$ ) контрастного агента. По меньшей мере одна из следующих переменных может быть использована в качестве по меньшей мере одного параметра ( $P_P$ ) пациента: пол, вес, рост, возраст, частота сердечных сокращений, индекс массы тела, тип телосложения и расстояние между местоположениями сосуда.

В некоторых не ограничивающих вариантах осуществления вышеупомянутого способа по меньшей мере одно из следующих свойств может быть использовано в качестве свойства ( $f_B$ ) тока крови: (А) максимальная, минимальная или средняя скорость ( $v_G$ ) тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении кровеносного сосуда на местоположении сосуда, (Б) максимальная, минимальная или средняя скорость ( $v_G$ ) тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении кровеносного сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса, (В) максимальная, минимальная или средняя скорость ( $v_G$ ) тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса на предварительно установленном периоде времени измерения, (Г) максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда, (Д) максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса, (Е) максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса на предварительно установленном периоде времени измерения, (Ж) геометрическое свойство профиля скорости на поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда, и (З) результирующий объем подачи за предварительно установленный промежуток времени или за сердцебиение.

В некоторых не ограничивающих вариантах осуществления вышеупомянутого способа свойство ( $f_B$ ) тока крови, как таковое, может быть использовано в качестве параметра ( $P_G$ ) потока. Параметр ( $P_G$ ) потока также может быть представлен абсолютной разностью или процентной разностью между свойством ( $f_B$ ) тока крови на третьем местоположении ( $P_3$ ) сосуда относительно свойства ( $f_B$ ) тока крови того же типа на четвертом местоположении ( $P_4$ ) сосуда.

В некоторых не ограничивающих вариантах осуществления вышеупомянутого способа первое местоположение ( $P_1$ ) сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по меньшей мере одному из следующих условий: (А) первое местоположение ( $P_1$ ) сосуда находится в венозном сосуде, (Б) первое местоположение ( $P_1$ ) сосуда находится в вене руки, (В) первое местоположение ( $P_1$ ) сосуда находится на тыльной стороне кисти, (Г) первое местоположение ( $P_1$ ) сосуда находится в центральном венозном катетере, (Д) первое местоположение ( $P_1$ ) сосуда находится между тыльной стороной кисти и *V.axillari*, (Е) первое местоположение ( $P_1$ ) сосуда находится между стопой и *V.saphena Magna*, и (Ж), первое местоположение сосуда находится в центральном венозном сосуде. Второе местоположение ( $P_2$ ) сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по меньшей мере одному из следующих условий: (А) второе местоположение ( $P_2$ ) сосуда находится в артериальном сосуде, (Б) второе местоположение ( $P_2$ ) сосуда находится в артерии ноги, (В) второе местоположение сосуда находится ниже по потоку от третьего местоположения ( $P_3$ ) сосуда, (Г) второе местоположение ( $P_2$ ) сосуда находится ниже по потоку от бифуркации аорты, (Д) второе местоположение ( $P_2$ ) сосуда находится в периферийной артерии в области колена, (Е) второе местоположение сосуда находится в области руки, и (Ж) второе местоположение ( $P_2$ ) сосуда находится в области шеи. Третье местоположение ( $P_3$ ) сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по мень-

шей мере одному из следующих условий: (А) третье местоположение (P3) сосуда является вторым местоположением (P2) сосуда, (Б) третье местоположение (P3) сосуда находится в Aorta thorakalis, (В) третье местоположение (P3) сосуда находится в Aorta abdominalis, (Г) третье местоположение (P3) сосуда находится между Aorta thorakalis и (P2), (Д) третье местоположение (P3) сосуда находится выше по потоку от бифуркации аорты, и (Е), третье местоположение (P3) сосуда находится между бифуркацией и вторым местоположением (P2) сосуда. Четвертое местоположение (P4) сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по меньшей мере одному из следующих условий: (А) четвертое местоположение (P4) сосуда находится выше по потоку от третьего местоположения (P3) сосуда, (Б) четвертое местоположение (P4) сосуда находится ниже по потоку между третьим местоположением (P3) сосуда и вторым местоположением (P2) сосуда, и (В) четвертое местоположение (P4) сосуда находится ниже по потоку от второго местоположения (P2) сосуда.

В некоторых не ограничивающих вариантах осуществления вышеупомянутого способа ширина профиля  $V(t)$  болюса контрастного агента находится, предпочтительно, в диапазоне 3-15 с, но не за пределами диапазона 1-20 с. Корреляция между расширением ( $\Delta W=W2-W1$ ) и параметром ( $P_G$ ) потока может быть получена из сохраненной справочной таблице. Сохраненную справочную таблицу предварительно устанавливают из сравнительных измерений. Она содержит по меньшей мере один из таких следующих параметров, как по меньшей мере один параметр ( $P_P$ ) пациента: пол, вес, рост, возраст, частота сердечных сокращений, индекс массы тела, тип телосложения и расстояние между местоположениями сосуда. Альтернативно, корреляция между расширением ( $\Delta W=W2-W1$ ) и параметром ( $P_G$ ) потока может быть вычислена посредством функции ( $f(P_G, P_P)$ ), которую предварительно устанавливают из сравнительных измерений. Функция ( $f(P_G, P_P)$ ) также может содержать по меньшей мере один из таких следующих параметров, как по меньшей мере один параметр ( $P_P$ ) пациента: пол, вес, рост, возраст, частота сердечных сокращений, индекс массы тела, тип телосложения и расстояние между местоположениями сосуда.

В другом аспекте изобретение предоставляет магнитно-резонансную систему, которая включает в себя инжектор контрастного агента под управлением компьютера. Компьютер предпочтительно оборудован памятью для сохранения в ней программ. Программа содержит, по меньшей мере, частично способ предварительного установления временной зависимости концентрации контрастного агента на местоположении в кровеносном сосуде пациента в контексте усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной визуализации области интереса только во время начальной фазы заполнения контрастным агентом расположенного в области интереса кровеносного сосуда. При выполнении посредством компьютера способ обеспечивает возможность обнаружения, по меньшей мере, ожидаемого расширения профиля  $V(t)$  болюса контрастного агента согласно равенству  $\Delta W=W2-W1$ , где  $W1$  является первой шириной профиля  $V(t)$  болюса контрастного агента на первом предварительно установленном местоположении сосуда пациента, а  $W2$  является второй шириной профиля  $K(t)$  концентрации контрастного агента на предварительно установленном втором местоположении сосуда, расположенном в области интереса пациента. Ожидаемое расширение может быть обнаружено путем установления по меньшей мере одного параметра потока, который зависит по меньшей мере от одного свойства тока крови пациента на третьем местоположении сосуда пациента, и которое коррелирует с ожидаемым расширением профиля  $V(t)$  болюса контрастного агента.

Кроме того, также в рамках изобретения находится такая ситуация, когда вместо установления расширения болюса или в дополнение к нему опытным путем и тем же образом обнаруживают корреляцию между временем перемещения болюса и по меньшей мере одним из описанных в настоящем документе параметров потока, причем, возможно, зависимым от параметра пациента способом, и соответственно, сохраняют ее таким образом, что для текущего обследования пациента, т.е. с использованием ВТТ, на основании непосредственно предшествующего фазово-контрастного магнитно-резонансного обследования без применения контрастного агента устанавливают по меньшей мере один необходимый параметр потока и предсказывают ожидаемое время перемещения болюса на основе обнаруженной корреляции.

#### **Подробное описание чертежей**

В последующем изложении изобретение описано более подробно на основе чертежей, причем изображены только требуемые для понимания изобретения признаки. Подробно

фиг. 1 показывает иллюстрацию системы магнитно-резонансной томографии согласно изобретению;

фиг. 2 - иллюстрацию системы кровообращения пациента;

фиг. 3 - иллюстрацию изменения ширины профиля болюса контрастного агента на первом местоположении сосуда относительно ширины профиля концентрации контрастного агента на втором местоположении сосуда;

фиг. 4 - иллюстрацию измеренных уровней сигнала при усиленном контрастным агентом магнитно-резонансном обследовании на местоположениях сосуда на Vena cava и на Aorta descendens (AD) в случае лабораторного животного (E639, карликовая свинья) в случае потока с объемным расходом 33 мл/с на AD; и

фиг. 5 - иллюстрацию измеренных уровней сигнала при усиленном контрастным агентом магнитно-резонансном обследовании на местоположениях сосуда на Vena cava и на Aorta descendens (AD) в случае лабораторного животного (E639, карликовая свинья) в случае потока с объёмным расходом 23 мл/с на AD.

#### Подробное описание изобретения

Фиг. 1 схематично изображает систему 1 магнитно-резонансной визуализации (систему магнитно-резонансной томографии). В этой системе 1 магнитно-резонансной томографии электромагнитные катушки 2 для генерации сильного основного магнитного поля расположены в корпусе 6. В результате воздействия магнитного поля водородные ядра в теле пациента 7 в соответствии с их спинами оказываются выровнены параллельно или антипараллельно линиям магнитного поля. В результате возбуждения атомных ядер с помощью переменного электромагнитного поля на частоте резонанса атомные ядра резонируют. После выключения частоты возбуждения атомные ядра возвращаются в их невозбужденное состояние и испускают энергию в виде энергии электромагнитного излучения, которую измеряют при помощи приемных катушек 3, которые размещены, если это возможно, в окрестности подлежащей наблюдению на пациенте 7 ROI. Дополнительные электромагнитные катушки 4 генерируют дополнительные магнитные поля с заданными полевыми градиентами, в результате чего испускаемые ядрами сигналы содержат пространственную информацию, посредством которой может быть установлено местоположение испускаемого сигнала. Управляющий и компьютерный модуль 8 управляет этой системой 1, оценивает измерительные сигналы, а также содержит в своей памяти программы 9, которые, кроме функций управления и вычисления визуализации, также выполняют способ согласно изобретению.

Для улучшения отображения кровеносных сосудов иногда является необходимым кратковременное обогащение кровообращения пациента контрастным агентом, в целях чего обычно используют инъектор 5 контрастного агента, который, под электронным управлением либо компьютерного модуля 8, либо другого отдельного компьютерного модуля генерирует объёмный расход применяемого для измерения контрастного агента.

При помощи такой системы магнитно-резонансной томографии является возможным, также и в случае с использованием нескольких приемных антенн, получение информации о токе крови, такой как, например, скорость потока, скоростные профили или объёмные расходы, без применения контрастного агента. В этом отношении уместной является отсылка, сугубо в качестве примера, на относящиеся к данной теме публикации патентной заявки США 2014/0285194 A1 и публикации патентной заявки Германии DE 102013204994 A1.

Для улучшения понимания изобретения фиг. 2 схематически показывает описание системы кровообращения пациента. Этот закрытый круг кровообращения разделен на венозный круг кровообращения (пунктирные линии) и артериальный круг кровообращения (сплошные линии) и, по существу, функционирует под воздействием перекачивающего действия сердца. В лёгочном круге кровообращения, в отличие от остального круга кровообращения, артериальная кровь имеет низкое содержание кислорода, а венозная кровь имеет высокое содержание кислорода. В соответствии с таким естественным профилем и за счет относительно легко производимых и применимых доступов в венозную зону, например на вене руки или кисти, контрастные агенты обычно применяют через такие доступы, обычно при помощи инъекторов контрастного агента под автоматическим управлением. Соответственно, размещенный там первоначально болюс проходит правые сердечные камеры (не изображены более подробно), поступает по лёгочному проходу к левым камерам сердца (аналогично не изображены в данном случае), и оттуда достигает областей тела, подлежащих отображению с помощью магнитно-резонансной визуализации, и которые представляют интерес в связи с изобретением, прежде всего, болюс таким образом достигает периферийных областей сосудов.

На схематической иллюстрации фиг. 2 существенные местоположения P1-P4 в сосудах, а также подлежащие визуализации области интереса ROI показаны в образцовых и типичных местоположениях. Как упомянуто ранее, применение обычно происходит в зоне венозного круга кровообращения, согласно показанному местоположению P1 сосуда на периферийном сосуде, например на вене руки. Подлежащая обследованию посредством визуализации область интереса ROI, как показано в данном случае, может лежать, например, в области артерии ноги, в которой, в этом случае, также расположено местоположение P2 сосуда. Другие местоположения измерения, в которых, в этом случае, устанавливаются свойства тока крови, в этом случае, как правило, лежат в системе артериальных сосудов между левым предсердием и ROI. Тем не менее, необходимо отметить, что также является возможным, когда расположение измерительных позиций указывает на местоположения сосуда, которые, при рассмотрении в направлении потока, размещены ниже по потоку от ROI или от P2.

Примененный на первом местоположении P1 сосуда болюс контрастного агента обычно имеет профиль  $V(t)$  болюса, как он показан в верхней части фиг. 3. Там показан объёмный расход болюса  $V$  в зависимости от времени  $t$ . Такой профиль болюса, как изображено в данном случае, может быть представлен прямоугольным профилем болюса, но также, посредством подходящей регулировки инъектора контрастного агента, он является способным к воспроизведению произвольной функции  $V(t)$ . Такой объёмный расход  $V$  выбирают в зависимости от применяемого контрастного агента (например, Gadovist® или Mag-

nevist®), а также специфичных свойств пациента с целью достижения требуемой концентрации контрастного агента на местоположении обследования в подлежащем отображению сосуде. Как показано на фиг. 2, после применения в зоне венозного сосуда такой болюс проходит по меньшей мере дважды через сердце и лёгкие, со значительным ответвлением в промежуточные сосуды. Прежде всего, в результате этого, но также и вследствие дополнительной турбулентности, неламинарных течений и скоростных различий на поперечном сечении сосуда, а также в результате эффектов разбавления в венозной системе, это создает более сильное или более слабое рассредоточение примененного болюса контрастного агента, что приводит к расширению профиля  $K(t)$  концентрации контрастного агента. В нижней части фиг. 3 типовым образом показан такой профиль  $K(t)$  концентрации контрастного агента на местоположении P2 сосуда. Как легко увидеть, ширина  $W1$  примененного болюса существенно увеличивается по мере продвижения по ходу сосуда между местоположениями P1 и P2 таким образом, что по достижении P2, при рассмотрении полной ширины на половине максимума, присутствует ширина  $W2$ . Расширение  $\Delta W$  в этом случае вычисляются как  $\Delta W = W2 - W1$ .

Согласно изобретению сделано предположение о том, что величина такого расширения имеет уникальную непосредственную корреляцию со свойствами тока крови, которые могут быть измерены на пути транспортировки контрастного агента без применения контрастного агента, или с получаемыми по ним параметрами потока таким образом, что зависимое от потока расширение примененного болюса может быть установлено и, тем самым, предсказано путем обнаружения этого параметра потока, прежде всего, при помощи измерений свойств тока крови без применения контрастного агента. Затем, при одновременном обнаружении времени перемещения болюса ВТТ и/или времени прибытия болюса ВАТ, является возможным установление временной зависимости концентрации контрастного агента сосуда, прежде всего отдаленно расположенном сосуде, и, следовательно, предсказание ее за счет знания характеристик примененного болюса. Соответственно, данная возможность естественным образом также позволяет ретроспективное установление необходимого профиля применения болюса, что в этом случае ведет к получению требуемого профиля концентрации контрастного агента, и тем самым также приводит к получению требуемого профиля сигнала в случае магнитно-резонансного измерения в ROI.

Как это понятно по фиг. 4 и 5, может быть подтверждена такого рода корреляция между простым параметром потока в виде измеренного без применения контрастного агента объемного расхода и производимым им расширением также и при испытании на животных, в данном случае, с использованием карликовых свиней.

Фиг. 4 показывает, соответственно ширине применения болюса  $W1=1$  с, измеренный профиль сигнала магнитно-резонансного измерения, измеренного непосредственно за местом применения (слуховая вена) с использованием ромбовидно расположенных измерительных точек, а также профиль сигнала магнитно-резонансного измерения в Aorta descendens (AD). Средний объемный расход  $v(AD)$  в Aorta descendens, который в показанном примере составляет 33 мл/с, был установлен в качестве свойства тока крови, которое также непосредственно используют в качестве параметра потока. Измеренная ширина относительно полной ширины на половине максимума профиля сигнала составляет 4,5 с. Соответственно, расширение относительно ширины  $W1$  болюса величиной 1 с составляет  $\Delta W = W2 - W1 = 4,5$  с - 1,0 с = 3,5 с.

В целях сравнения фиг. 5 аналогичным образом показывает, с той же шириной применения болюса  $W1=1$  с, измеренный профиль сигнала магнитно-резонансного измерения, измеренный непосредственно за местом применения (слуховая вена) с использованием ромбовидно расположенных измерительных точек, а также профиль сигнала магнитно-резонансного измерения в Aorta descendens (AD). Однако в этом измерении средний объемный расход  $v(AD)$  в Aorta descendens составляет 23 мл/с. Измеренная ширина профиля сигнала относительно полной ширины на половине максимума составляет 7,5 с. Соответственно, расширение относительно ширины болюса  $W1$  величиной 1 с составляет  $\Delta W = W2 - W1 = 7,5$  с - 1,0 с = 6,5 с.

Таким образом, недвусмысленным образом, имеется коррелированное отношение между измеренным объемным расходом  $v(AD)$  тока крови в Aorta descendens и величиной расширения  $\Delta W$ , что было также подтверждено результатами последующих экспериментов.

Согласно изобретению такое отношение может быть предоставлено в виде справочной таблицы (LUT), которая сохранена в памяти компьютера, и которая может служить для предварительного установления расширения болюса.

Пример такой справочной таблицы (LUT) для предварительного установления расширения, соответственно, может выглядеть следующим образом.

Таблица 1

$W1 \setminus P_G$	$P_G^{-2}$	$P_G^{-1}$	$P_G^{avg}$	$P_G^{+1}$	$P_G^{+2}$
$W1^{-2}$	$\Delta W(P_G^{-2}, T1^{-2})$	...	$\Delta W(P_G^{avg}, T1^{-2})$	...	$\Delta W(P_G^{+2}, T1^{-2})$
$W1^{-1}$	...		...		...
$W1^{avg}$	$\Delta W(P_G^{-2}, T1^{avg})$	...	$\Delta W(P_G^{avg}, T1^{avg})$	...	$\Delta W(P_G^{+2}, T1^{avg})$
$W1^{+1}$	...		...		...
$W1^{+2}$	$\Delta W(P_G^{-2}, T1^{+2})$	...	$\Delta W(P_G^{avg}, T1^{+2})$		$\Delta W(P_G^{+2}, T1^{+2})$

Показанная в виде табл. 1 LUT 1 описывает расширение болюса  $\Delta W=W2-W1$  как функцию ширины  $W1$  применения болюса и параметра потока  $P_G$ . В данном случае, с помощью двух входных параметров  $W1$  и  $P_G$ , таких как функция ширины применения болюса  $W1$  и, в этом примере, единственного измеренного параметра  $P_G$ , сделано доступным коррелированное с ними, опытным путем предварительно установленное расширение  $\Delta W$  болюса. Параметр  $P_G$  потока может, например, представлять собой объемный расход крови, измеренный на местоположении P3 сосуда - Aorta descendens  $v(AD)$ . Надстрочные индексы обозначают различные диапазоны значений параметров в заголовках строк или столбцов. Промежуточные значения, в случае необходимости, могут быть получены посредством интерполяции.

В рамках дополнительного или, в ином случае, независимого способа также возможным является такое же установление и представление корреляции между измеренными, предпочтительно, без контрастного агента параметрами потока и ВТТ или ВАТ. Соответственно, подходящая LUT может быть выполнена следующим образом.

Таблица 2

ВТТ от P1 до P2	$P_G^{-2}$	$P_G^{-1}$	$P_G^{avg}$	$P_G^{+1}$	$P_G^{+2}$
$d^{-2}(ROI)/cm$	$BTT(d^{-2}(ROI), P_G^{-2})$	...	$BTT(d^{-2}(ROI), P_G^{avg})$	...	$BTT(d^{-2}(ROI), P_G^{+2})$
$d^{-1}(ROI)/cm$	...				...
$d^{avg}(ROI)/cm$	$BTT(d^{avg}(ROI), P_G^{-2})$	...	$BTT(d^{avg}(ROI), P_G^{avg})$	...	$BTT(d^{avg}(ROI), P_G^{+2})$
$d^{+1}(ROI)/cm$	...				...
$d^{+2}(ROI)/cm$	$BTT(d^{+2}(ROI), P_G^{-2})$	...	$BTT(d^{+2}(ROI), P_G^{avg})$	...	$BTT(d^{+2}(ROI), P_G^{+2})$

Табл. 2 показывает типовую LUT 2, в которой могут быть прочитаны значения для времени прохождения болюса

$$(BTT=d(ROI)/v_G(AB) \times rfl)$$

в качестве функции расстояния  $d(ROI)$  выбранного типичного местоположения  $v_G(AD)$  сосуда от ROI и обнаруженного параметра  $P_G$  потока от измеренных специфических свойств  $v_G(AP)$  и  $v_G(AB)$  тока крови, где

$$P_G=v_G(AP)/v_G(AB),$$

причем, принципиальным образом, ВТТ получают из скорости  $v_G(AD)$  потока в Aorta descendens, пройденного расстояния  $d(ROI)$  и зависящего от параметра потока поправочного множителя

$$rfl=v_G(AP)/v_G(AB),$$

а скорость потока получают из равенства  $v_G=d/BTT$ .

Надстрочные индексы в каждом случае обозначают различные диапазоны значений соответствующих параметров в заголовках строк или столбцов. В случае необходимости, промежуточные значения могут быть получены посредством интерполяции.

В этой LUT 2 как специфические параметры пациента, так и параметры тока крови использованы в качестве входных параметров для установления времени прохождения болюса (ВТТ): параметр пациента задают в виде расстояния  $d_i(ROI)$ , которое в данном случае составляет различие в см между местоположением P3 сосуда, на котором измерен параметр  $rfl$  потока, и местоположением P2 сосуда в области целевой области ROI. Кроме того, текущие параметры  $v_G(AD)$ ,  $v_G(AB)$  и  $v_G(AP)$  скорости тока крови в различных местоположениях в сосудах представлены в качестве входных параметров. Значения скорости  $v_G(AP)$  тока крови, представляющей собой в образцовом воплощении скорость тока крови в области Aorta poplitealis, и скорости  $v_G(AB)$  тока крови, представляющей собой в образцовом воплощении скорость тока крови в области бифуркации, в этом случае включены в состав LUT в качестве коэффициента и поправочного множителя, и поэтому могут быть использованы для построения соответствий для специфических пациенту факторов, которые устанавливают среднюю скорость потока и тем самым ВТТ. Скорость  $v_G(AD)$  тока крови опять-таки представляет собой в образцовом воплощении скорость тока крови, измеренную в области Aorta descendens.

Таким образом, согласование по времени применения болюса контрастного агента с установлением без применения контрастного агента других параметров тока крови и параметров пациента может быть

установлено посредством взаимодействия соответствующим образом приспособленных LUT 1 и LUT 2.

Хотя изобретение было показано и описано более подробно посредством предпочтительного типового варианта осуществления, изобретение не ограничено предложенными примерами, и другие варианты осуществления могут быть получены из него специалистом в данной области техники без выхода за пределы объема защиты изобретения. Прежде всего, изобретение не ограничено комбинацией заданных настоящим документом признаков, но также является возможным формирование из предложенных признаков других комбинаций и частичных комбинаций, которые являются недвусмысленным образом воспроизводимыми посредством специалиста в данной области техники.

Кроме того, изобретение не ограничено категориями пунктов формулы изобретения, используемых в пунктах формулы изобретения, но также содержит предложенные признаки в сочетании со всеми последующими категориями формулы изобретения.

Таким образом, в целом, изобретение предлагает способ, в рамках которого, в целях оптимизации предварительного установления временной зависимости концентрации контрастного агента на местоположении сосуда в области интереса (ROI) в случае усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной визуализации пациента (P) только во время первой фазы заполнения контрастным агентом, корреляцию расширения и/или времени перемещения болюса контрастного агента между двумя местоположениями сосуда и по меньшей мере одним параметром потока, который представляет собой функцию по меньшей мере одного свойства потока, предварительно устанавливают в системе кровообращения совокупности пациентов таким образом, что впоследствии, перед подлежащим выполнению магнитно-резонансным обследованием пациента, эти параметры потока устанавливают посредством фазово-контрастного магнитно-резонансного обследования без применения контрастного агента, и, посредством предварительно известных корреляций относительно расширения и/или времени перемещения болюса, устанавливают ожидаемый профиль концентрации контрастного агента на местоположении сосуда в области обследования.

#### Перечень ссылочных обозначений

- 1 - Система магнитно-резонансной визуализации (система магнитно-резонансной томографии);
- 2 - электромагнитные катушки;
- 3 - приемная катушка;
- 4 - электромагнитные катушки;
- 5 - инжектор контрастного агента;
- 6 - корпус;
- 7 - пациент;
- 8 - управляющий и компьютерный модуль/компьютер с памятью и дисплеем;
- 9 - компьютерные программы;
- AA - Aorta ascendens;
- AD - Aorta descendens;
- AP - Aorta poplitealis;
- B - болюс;
- B(t) - профиль болюса в зависимости от времени;
- K - концентрация контрастного агента;
- K(t) - профиль концентрации контрастного агента в зависимости от времени;
- P1 - первое местоположение сосуда;
- P2 - второе местоположение сосуда;
- P3 - третье местоположение сосуда;
- P4 - четвертое местоположение сосуда;
- ROI - область обследования/область интереса;
- SI - сигнал;
- T - время;
- VC - Vena cava;
- $v_G(AD)$  - скорость тока крови в Aorta descendens;
- W1 - ширина болюса = продолжительность болюса;
- W2 - ширина = продолжительность профиля концентрации контрастного агента;
- $\Delta W$  - расширение.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Способ прогнозирования временного профиля концентрации контрастного агента на местоположении в кровеносном сосуде пациента (P) до усиленной контрастным агентом магнитно-резонансной визуализации (MRI) области интереса организма пациента только во время начальной фазы заполнения контрастным агентом расположенного в области интереса кровеносного сосуда, причем способ включает определение ожидаемого расширения профиля B(t) болюса контрастного агента согласно равенству  $\Delta W = W2 - W1$ , где W1 является первой шириной профиля B(t) болюса контрастного агента на предвари-

тельно установленном первом местоположении сосуда пациента, являющимся местом ввода в вену болюса, а  $W_2$  является второй шириной профиля  $(K(t))$  концентрации контрастного агента на предварительно установленном втором местоположении сосуда, расположенном в области интереса пациента  $(P)$ , таким образом, что ожидаемое расширение определяют на основании измерения методом MRI по меньшей мере одного параметра потока, который зависит по меньшей мере от одного свойства тока крови пациента на его третьем местоположении сосуда и который коррелирует с ожидаемым расширением профиля  $V(t)$  болюса контрастного агента.

2. Способ по п.1, причем по меньшей мере одно из области интереса и предварительно установленного в ней второго местоположения сосуда расположено относительно направления потока крови ниже по потоку от сердечно-лёгочного прохода пациента.

3. Способ по п.2, причем по меньшей мере одно из области интереса и предварительно установленного в ней второго местоположения сосуда расположено в периферийной области пациента, прежде всего в его конечности.

4. Способ по п.1, причем ожидаемое расширение  $(\Delta W=W_2-W_1)$  сохраняют в электронной памяти для дальнейшего использования компьютером.

5. Способ по п.1, причем по меньшей мере одно свойство тока крови определяют без присутствия контрастного агента посредством фазово-контрастного магнитно-резонансного измерения.

6. Способ по п.1, причем по меньшей мере одно из времени перемещения болюса и времени прибытия болюса дополнительно устанавливают между предварительно установленным первым местоположением сосуда и предварительно установленным вторым местоположением сосуда.

7. Способ по п.6, причем профиль  $(K(t))$  концентрации контрастного агента на предварительно установленном втором местоположении сосуда определяют из ожидаемого расширения  $(\Delta W=W_2-W_1)$  и по меньшей мере из одного из времени перемещения болюса и времени прибытия болюса.

8. Способ по п.1, включающий

определение корреляции между расширением  $(\Delta W=W_2-W_1)$  по меньшей мере одного профиля  $(V(t))$  болюса контрастного агента, имеющего первую ширину  $(W_1)$  на первом местоположении  $(P_1)$  сосуда относительно профиля  $(K(t))$  концентрации контрастного агента, имеющего вторую ширину  $(W_2)$  на втором местоположении  $(P_2)$  сосуда, причем корреляцию определяют с помощью параметра  $(P_G)$  потока, зависящего, по меньшей мере, от свойства  $(f_B)$  тока крови пациента  $(P)$  на третьем местоположении  $(P_3)$  сосуда пациента, и с учетом по меньшей мере одного параметра  $(P_P)$  пациента исследованной совокупности пациентов,

определение по пациенту  $(P)$  по меньшей мере одного представительного для него в настоящее время параметра  $(P_{Pa})$  потока посредством MRI,

выбор требуемого профиля  $(K(t))$  концентрации контрастного агента, который должен быть достигнут на втором местоположении  $(P_2)$  сосуда, и установление с помощью корреляции требуемого для этого необходимого профиля  $(V(t))$  болюса контрастного агента с учетом по меньшей мере одного параметра  $(P_P)$  пациента для пациента  $(P)$ , и

предоставление необходимому профилю  $(V(t))$  болюса контрастного агента возможности быть одним из выбираемых в инъекционном устройстве или передаваемых к нему для использования в усиленном контрастном агентом магнитно-резонансном обследовании.

9. Способ по п.8, причем свойство  $(f_B)$  тока крови пациента на третьем местоположении  $(P_3)$  сосуда определяют посредством фазово-контрастного магнитно-резонансного обследования.

10. Способ по п.9, причем фазово-контрастное магнитно-резонансное обследование для определения свойства  $(f_B)$  тока крови выполняют без использования присутствующего в системе кровообращения пациента  $(P)$  контрастного агента.

11. Способ по п.8, причем по меньшей мере одну из следующих переменных используют в качестве по меньшей мере одного параметра  $(P_P)$  пациента: пол, вес, рост, возраст, частота сердечных сокращений, индекс массы тела, тип телосложения и расстояние между местоположениями сосуда.

12. Способ по п.8, причем по меньшей мере одно из следующих свойств используют в качестве свойства  $(f_B)$  тока крови:

(А) максимальная, минимальная или средняя скорость  $(v_G)$  тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда;

(Б) максимальная, минимальная или средняя скорость  $(v_G)$  тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса;

(В) максимальная, минимальная или средняя скорость  $(v_G)$  тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса на предварительно установленном периоде времени измерения;

(Г) максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда;

(Д) максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном пред-

варительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса;

(Е) максимальный, минимальный или средний объем тока крови по меньшей мере на одном предварительно установленном местоположении в поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда на данной фазе сердцебиения или пульса на предварительно установленном периоде времени измерения;

(Ж) геометрическое свойство профиля скорости на поперечном сечении сосуда на местоположении сосуда; и

(3) результирующий объем подачи за предварительно установленный промежуток времени или за сердцебиение.

13. Способ по п.8, причем свойство ( $f_B$ ) тока крови, как таковое, используют в качестве параметра ( $P_G$ ) потока.

14. Способ по п.8, причем в качестве параметра ( $P_G$ ) потока используют абсолютную или процентную разность между свойством ( $f_B$ ) тока крови на третьем местоположении ( $P3$ ) сосуда относительно свойства ( $f_B$ ) тока крови того же типа на четвертом местоположении ( $P4$ ) сосуда.

15. Способ по п.8, причем первое местоположение ( $P1$ ) сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по меньшей мере одному из следующих условий:

(А) первое местоположение ( $P1$ ) сосуда находится в венозном сосуде;

(Б) первое местоположение ( $P1$ ) сосуда находится в вене руки;

(В) первое местоположение ( $P1$ ) сосуда находится на тыльной стороне кисти;

(Г) первое местоположение ( $P1$ ) сосуда находится в центральном венозном катетере;

(Д) первое местоположение ( $P1$ ) сосуда находится между тыльной стороной кисти и *V. axillari*;

(Е) первое местоположение ( $P1$ ) сосуда находится между стопой и *V. saphena Magna*; и

(Ж) первое местоположение сосуда находится в центральном венозном сосуде.

16. Способ по п.8, причем второе местоположение ( $P2$ ) сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по меньшей мере одному из следующих условий:

(А) второе местоположение ( $P2$ ) сосуда находится в артериальном сосуде, (Б) второе местоположение ( $P2$ ) сосуда находится в артерии ноги;

(В) второе местоположение сосуда ( $P2$ ) находится ниже по потоку от третьего местоположения ( $P3$ ) сосуда;

(Г) второе местоположение ( $P2$ ) сосуда находится ниже по потоку от бифуркации аорты;

(Д) второе местоположение ( $P2$ ) сосуда находится в периферийной артерии в области колена;

(Е) второе местоположение сосуда находится в области руки; и

(Ж) второе местоположение ( $P2$ ) сосуда находится в области шеи.

17. Способ по п.8, причем третье местоположение ( $P3$ ) сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по меньшей мере одному из следующих условий:

(А) третье местоположение ( $P3$ ) сосуда является вторым местоположением ( $P2$ ) сосуда;

(Б) третье местоположение ( $P3$ ) сосуда находится в *Aorta thorakalis*;

(В) третье местоположение ( $P3$ ) сосуда находится в *Aorta abdominalis*;

(Г) третье местоположение ( $P3$ ) сосуда находится между *Aorta thorakalis* и ( $P2$ );

(Д) третье местоположение ( $P3$ ) сосуда находится выше по потоку от бифуркации аорты; и

(Е) третье местоположение ( $P3$ ) сосуда находится между бифуркацией и вторым местоположением ( $P2$ ) сосуда.

18. Способ по п.14, причем четвертое местоположение ( $P4$ ) сосуда соответствует одному из следующих местоположений или удовлетворяет по меньшей мере одному из следующих условий:

(А) четвертое местоположение ( $P4$ ) сосуда находится выше по потоку от третьего местоположения ( $P3$ ) сосуда;

(Б) четвертое местоположение ( $P4$ ) сосуда находится ниже по потоку между третьим местоположением ( $P3$ ) сосуда и вторым местоположением ( $P2$ ) сосуда; и

(В) четвертое местоположение ( $P4$ ) сосуда находится ниже по потоку от второго местоположения ( $P2$ ) сосуда.

19. Способ по п.8, причем ширина профиля ( $B(t)$ ) болюса контрастного агента находится, предпочтительно, в диапазоне 3-15 с, но не за пределами диапазона 1-20 с.

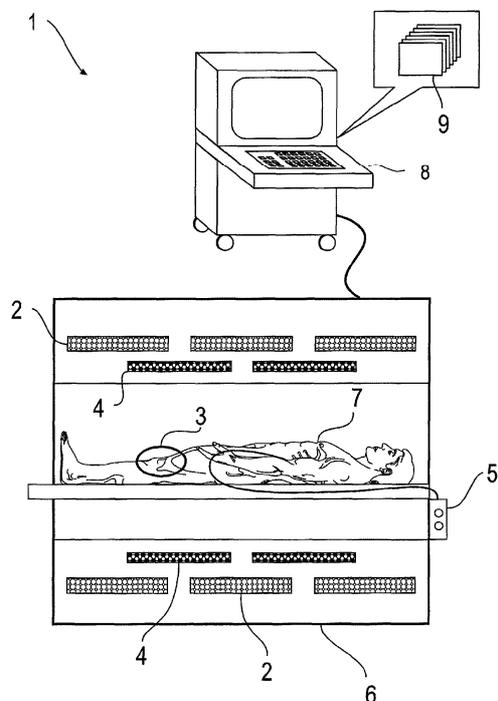
20. Способ по п.8, причем корреляцию между расширением ( $\Delta W=W2-W1$ ) и параметром ( $P_G$ ) потока получают из сохраненной справочной таблицы.

21. Способ по п.20, причем сохраненную справочную таблицу предварительно устанавливают из сравнительных измерений, причем она содержит по меньшей мере один из таких следующих параметров, как по меньшей мере один параметр ( $P_p$ ) пациента: пол, вес, рост, возраст, частота сердечных сокращений, индекс массы тела, тип телосложения и расстояние между местоположениями сосуда.

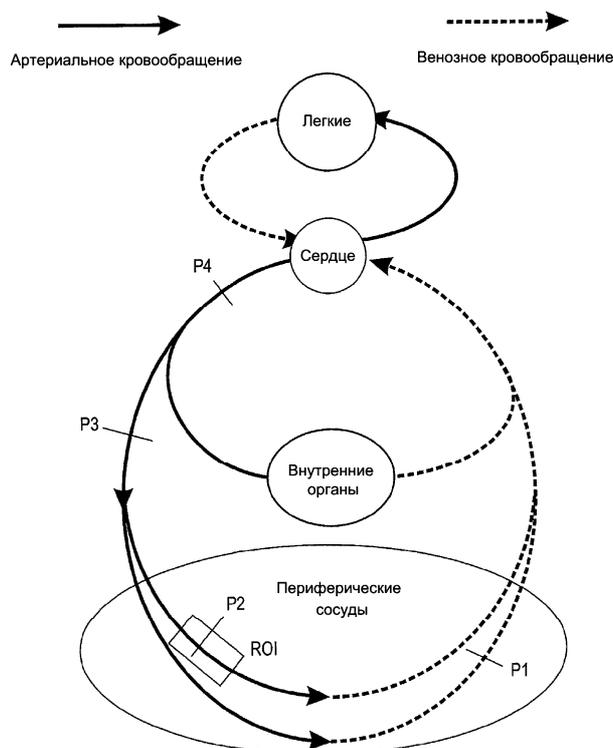
22. Способ по п.8, причем корреляцию между расширением ( $\Delta W=W2-W1$ ) и параметром ( $P_G$ ) потока вычисляют посредством функции ( $f(P_G, P_p)$ ), которая предварительно определена из сравнительных измерений.

23. Способ по п.22, причем функция ( $f(P_G, P_P)$ ) также содержит по меньшей мере один из таких следующих параметров, как по меньшей мере один параметр ( $P_P$ ) пациента: пол, вес, рост, возраст, частота сердечных сокращений, индекс массы тела, тип телосложения и расстояние между местоположениями сосуда.

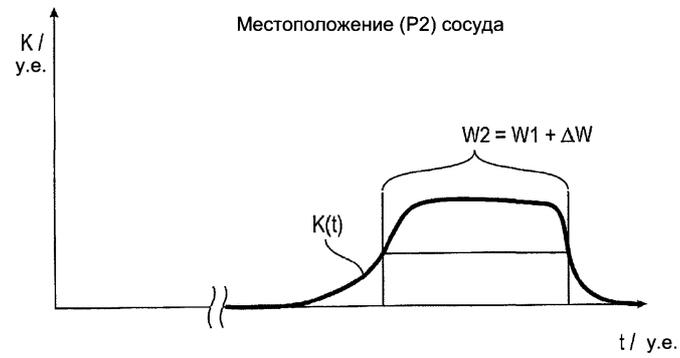
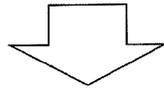
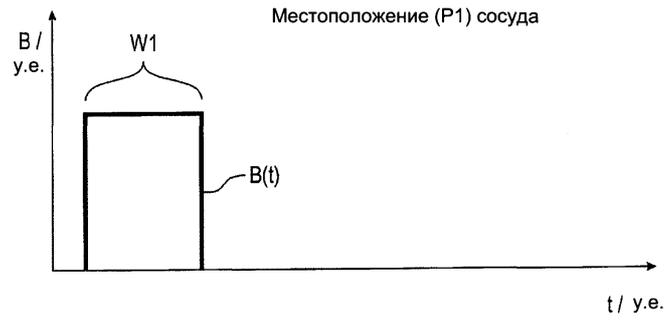
24. Система магнитного резонанса, содержащая управляемый компьютером иньектор контрастного агента, причем компьютер оборудован памятью с сохраненной в ней программой, при исполнении которой компьютером реализуются операции способа по п. 1.



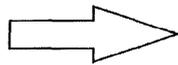
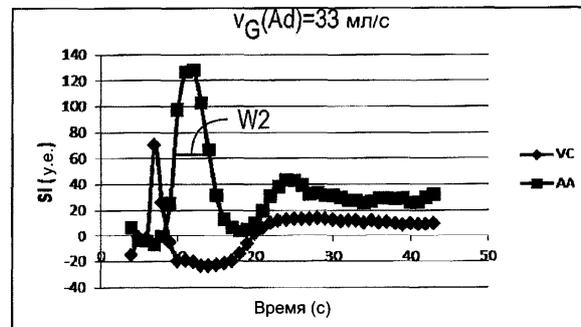
Фиг. 1



Фиг. 2

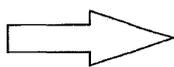
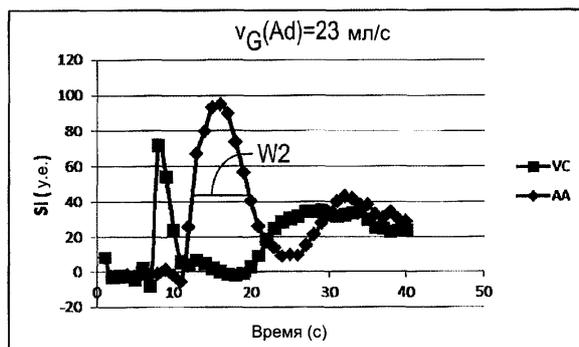


Фиг. 3



$W1=1$  с  
 $W2=4,5$  с

Фиг. 4



W1=1с  
W2=7,5с

Фиг. 5



Евразийская патентная организация, ЕАПВ

Россия, 109012, Москва, Малый Черкасский пер., 2